

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-019420

(43)Date of publication of application : 21.01.1997

(51)Int.Cl.

A61B 5/18

A61B 5/05

A61M 21/00

(21)Application number : 07-172040

(71)Applicant : OMRON CORP

(22)Date of filing : 07.07.1995

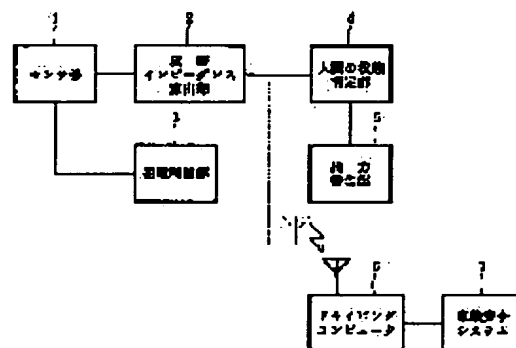
(72)Inventor : SUZUKI MASAYUKI
NAKANISHI MINATO
NISHIO YASUYUKI
SHIGA RIICHI

(54) PHYSIOLOGICAL STATE JUDGING METHOD AND PHYSIOLOGICAL STATE JUDGING DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a physiological state judging method and a physiological state judging device capable of accurately judging the physiological state of a driving driver in particular.

SOLUTION: This physiological state judging device is provided with a sensor section 1 having plural sensors carrying a current to the skin, a skin impedance calculation section 2 calculating the DC component (SIL) and the AC component (SIR) of the skin impedance fluctuation based on the potential difference between the sensors of the sensor section 1, an excitation controller 3 controlling the exciting current from the sensor section 1 to the skin, a state judgment section 2 judging the physiological state from the SIL and SIR calculated by the skin impedance calculation section 2, and an alarm section 5 giving an alarm in response to the judged result of the state judgment section 4.

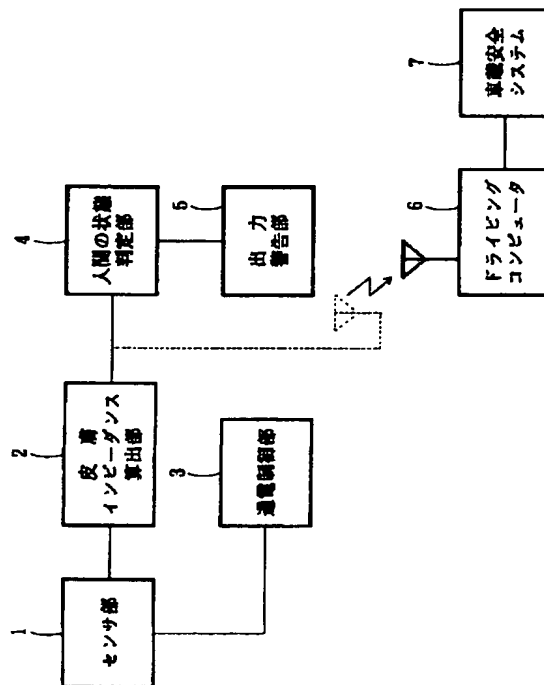


(11)特許出願公開番号

(43)公開日 平成9年(1997)1月21日

審査請求 未請求 請求項の数5 OL (全 10 頁)

最終頁に続く



【特許請求の範囲】

【請求項1】皮膚の複数部位に通電し、その部位間の電位差から皮膚インピーダンス変動の直流成分と交流成分を算出し、その直流成分と交流成分から生理状態を判定することを特徴とする生理状態判定方法。

【請求項2】皮膚に通電する複数のセンサを有するセンサ部と、このセンサ部のセンサ間の電位差から皮膚インピーダンス変動の直流成分と交流成分を算出する皮膚インピーダンス算出部と、前記センサ部からの皮膚への通電電流を制御する通電制御部と、前記皮膚インピーダンス算出部により算出された皮膚インピーダンス変動の直流成分と交流成分から生理状態を判定する状態判定部と、この状態判定部の判定結果に応じて警報する警告部とを備えることを特徴とする生理状態判定装置。

【請求項3】前記状態判定部は、皮膚インピーダンス変動の直流成分の上昇により眠気を判定することを特徴とする請求項2記載の生理状態判定装置。

【請求項4】前記状態判定部は、皮膚インピーダンス変動の交流成分によりいらつきを判定することを特徴とする請求項2記載の生理状態判定装置。

【請求項5】前記状態判定部は、皮膚インピーダンス変動の直流成分の上昇と皮膚インピーダンス変動の交流成分との組合せにより、戦眠状態、戦眠開始状態、傾眠状態、又は傾眠開始状態のいずれの状態かを判定することを特徴とする請求項2記載の生理状態判定装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、生体から得られる生理情報により覚醒度、眠気度、イライラ度等の生理状態を判定する生理状態判定方法及び生理状態判定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、この種の生理状態判定方法は、例えば自動車の居眠り運転を未然に防ぐ目的から特にドライバの生理状態を判定するのに利用されている。この場合、ドライバの特に覚醒度（居眠り）の判定を中心として、次に示すような方法①～③がある。

- ①脳波のパワー量に基づいて覚醒状態を判定する。
- ②皮膚電位を計測して検出した電位差により覚醒状態を判定する。
- ③皮膚間の電気的抵抗及び脈波の変動により眠気を感知し判定する。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】上記従来の方法①～③は、いずれも自動車運転中以外の日常生活でよく生じるような単純な居眠り状態のみを検出するものである。しかしながら、運転時の居眠り状態と運転時以外での居眠り状態は、精確には異なる。つまり、実際の運転状態では、何となくぼんやりする初期の覚醒低下が生じる。この初期の覚醒低下は一般の居眠りの初期と同等である。

しかし、その後は、一般の居眠りとは異なり、覚醒低下により適正な運転を維持できず、それが原因でドライバの生命に関わる重大な事故を起こす危険があるため、絶対に眠ってはいけないという強い意識が働き、眠気に強く抵抗する。この時、ドライバは覚醒が低下しているにもかかわらず、強いストレスを感じる状態となる。これは、交通渋滞時に生じるような単純な覚醒低下とは異なる。

【0004】又、高速で車を追い越す時の興奮状態、交通渋滞時のイライラ状態等、ドライバの生理状態は複雑である。このように運転中のドライバは様々な生理状態になるが、前記従来の方法①～③は、1つの生理情報で生理状態を判定しているため、いずれも種々の生理状態を判別することはできず、ドライバの生理状態に応じて適切に対応することが不可能である。

【0005】従って、本発明は、このような従来の問題点に着目してなされたものであり、特に運転中のドライバの生理状態を的確に判別できる生理状態判定方法及び生理状態判定装置を提供することを目的とする。

20 【0006】

【課題を解決するための手段】前記目的を達成するために、本発明の生理状態判定方法は、皮膚の複数部位に通電し、その部位間の電位差から皮膚インピーダンス変動の直流成分と交流成分を算出し、その直流成分と交流成分から生理状態を判定することを特徴とする。又、本発明の生理状態判定装置は、皮膚に通電する複数のセンサを有するセンサ部と、このセンサ部のセンサ間の電位差から皮膚インピーダンス変動の直流成分と交流成分を算出する皮膚インピーダンス算出部と、前記センサ部からの皮膚への通電電流を制御する通電制御部と、前記皮膚インピーダンス算出部により算出された皮膚インピーダンス変動の直流成分と交流成分から生理状態を判定する状態判定部と、この状態判定部の判定結果に応じて警報する警告部とを備えることを特徴とする。

【0007】本発明の方法及び装置は、いずれも従来のように1つの生理情報のみで生理状態を判定するのではなく、被検査者の生理情報として皮膚インピーダンスに着目し、その皮膚インピーダンス変動の直流成分と交流成分により生理状態を判定するため、被検査者の複雑な生理状態（居眠り、イライラ、興奮等）を類別して判定することができる。被検査者が自動車のドライバの場合、運転中の生理状態に応じて適切な対応を取ることができる。例えば、危険な居眠り状態になったときは、直ちにドライバに警告することができ、安全上それほど問題でない状態のときは、注意を喚起する程度に留めておくことができる。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、本発明を実施の形態に基づいて説明する。その一実施の形態に係る生理状態判定装置の構成ブロック図を図1に示す。この装置は、皮膚に

通電する複数のセンサを有するセンサ部1と、このセンサ部1のセンサ間の電位差から皮膚インピーダンス変動の直流成分(SIL)と交流成分(SIR)を算出する皮膚インピーダンス算出部2と、センサ部1からの皮膚への通電電流を制御する通電制御部3と、皮膚インピーダンス算出部2で算出されたSILとSIRから生理状態を判定する状態判定部4と、この状態判定部4の判定結果に応じて警報する出力警告部5とを備える。この他、皮膚インピーダンス算出部2からのSILとSIRのみを車載のドライビングコンピュータ6(又はECU)に転送し、コンピュータ6のCPUでドライバの生理状態を判定し、その判定結果を車載安全システム7に転送し、判定結果に基づいて車載安全システム7を制御するように構成してもよい。

【0009】次に、各部について詳細に説明する。まず、センサ部1は、皮膚に通電する複数(ここでは3個)のセンサを有するが、センサは繰り返し簡便に使用でき、皮膚への密着性も良いように、僅かな凸状の円形ステンレス製電極が用いられる。この3個のステンレス製電極を有するセンサ部の種々の形態を図2～図5に示す。

【0010】図2に示すセンサ部1Aは、ドライバ用のグローブ11に適用したもので、グローブ11に通気性及び伸縮性のあるベルト12が設けられ、このベルト12に本体13が取付けられ、グローブ11の内側の手首部分に2個の電極14a、14bが、手指(親指)部分に1個の電極14cが取付けられている。ベルト12は面ファスナー式であり、ドライバの腕の太さに関係なく、誰にでも簡単に装着できるようになっている。このグローブ11をドライバが嵌めれば、3個の電極14a、14b、14cは自ずと皮膚の所定部位に接触することになる。

【0011】図3のセンサ部1Bは、本体13を取付けたベルト12を有する点で図2の場合と同様であるが、1個の電極が指輪型電極15になっている。又、図示していないが、残りの2個の電極は手首に接触するように*

$$\begin{aligned} V_s &= \sqrt{2} A \cdot \sin \omega t \\ &= \sqrt{2} |Z| I_o \cdot \sin(\omega t - \theta) \cdot \sqrt{2} A \cdot \sin \omega t \\ &= 2 |Z| A I_o \cdot \sin \omega t \cdot \sin(\omega t - \theta) \\ &= 2 |Z| A I_o \cdot \sin \omega t \cdot (\sin \omega t \cdot \cos \theta - \cos \omega t \cdot \sin \theta) \\ &= 2 |Z| A I_o (\sin^2 \omega t \cdot \cos \theta - \sin \omega t \cdot \cos \omega t \cdot \sin \theta) \\ &= 2 |Z| A I_o \{ \cos \theta \cdot 1/2 \cdot (1 - \cos 2\omega t) - 1/2 \cdot \sin 2\omega t \cdot \sin \theta \} \\ &= |Z| A I_o \{ \cos \theta \cdot (1 - \cos 2\omega t) - \sin 2\omega t \cdot \sin \theta \} \\ &= |Z| A I_o \{ \cos \theta - (\cos \theta \cdot \cos 2\omega t + \sin 2\omega t \cdot \sin \theta) \} \\ &= |Z| A I_o \{ \cos \theta - \cos(2\omega t - \theta) \} \end{aligned}$$

そこで、ローパスフィルタ(LPF)により $\cos(2\omega t - \theta)$ の高周波成分を除去すると、その出力である皮膚インピーダンス変動の直流成分(SIL)は、 $SIL = A I_o |Z| \cos \theta$

となり、OSCからの発振信号振幅Aと通電電流 I_o を

*ベルト12の内側に設けられている。なお、指輪型電極15は、必ずしも親指に装着する必要はなく、他の指に装着できるようにしてもよい。

【0012】図2と図3のセンサ部1A、1Bは、いずれも最も安定した計測出力が得られる部位の掌での計測例であるが、他の計測可能部位として足、額等がある。図4は足を測定部位とした例であり、このセンサ部1Cは、本体13付きのベルト12を足首あたりに装着し、3個の電極14を設けた別のベルト16を土踏まずあたりに装着するようになっている。図5は額を測定部位とした例であり、このセンサ部1Dでは、ベルト12に本体13と3個の電極14が取付けられ、ベルト12を額に装着することで、3個の電極14が額に接触する。但し、3個の電極14のうち、1個の電極は本体13の裏側に取付けられている。これらのセンサ部1C、1Dでも、ベルト12、16は足や額のサイズにかかわらず容易に装着できるよう面ファスナー式になっている。なお、図4のセンサ部1Cは、靴下に適用し、靴下を履くことで装着できるようにしてもよいし、図5のセンサ部1Dは、帽子型とし、帽子を被れば装着できるようにしてもよい。

【0013】このようなセンサ部を身体に装着し、電極を通じて皮膚に通電することで皮膚インピーダンスを測定するのであるが、その計測原理を図6を参照して説明する。皮膚インピーダンス Z を $Z = |Z| e^{j(-\theta)}$ とする[但し、 $j(-\theta)$ は冪指数を表す]。OSCにおいて $\sqrt{2} A \cdot \sin \omega t$ の正弦波を発生し、Current driverで $\sqrt{2} I_o \cdot \sin \omega t$ の定電流に変換する。この定電流を電極①、②により皮膚へ通電する。電極③を電位電極とし、差動アンプにより検出される計測電位 V_s は、 $V_s = \sqrt{2} |Z| I_o \cdot \sin(\omega t - \theta)$ となる。この出力信号とOSCからの発振信号を乗算器(Mixer)により混合すると、その出力は以下のようになる。

係数とした、皮膚インピーダンス Z の実数分(純抵抗分)が定まる。更に、ハイパスフィルタ(HPF)により、皮膚インピーダンスの純抵抗分の変動成分(SIR)、 $SIR = \Delta A I_o |Z| \cos \theta$

を分離・抽出する。

【0014】但し、実際の装置においては、乗算器、LPF、HPFはCPU内のデジタル演算により行い、また20Hz正弦波はCPUにより発生・制御する。皮膚インピーダンス算出部2は、上記計測原理に従い、センサ部1からの電位差出力をアナログ差動アンプで検出し、A/D変換した後、CPUに取り込み、CPU内部で乗算処理及びLPF処理し、SIL値を得る。又、SIL波形からHPFにより、SIR波形を抽出する。更に、ピーク抽出によりSIRのインパルス状波形を識別し、SIRインパルスの出現頻度を求める。この出現頻度を求める処理を図7のフロー図に示す。

【0015】まず、ステップ（以下、STと略す）1で、SIR波形よりピークを抽出し、SIR微分波形を算出する（ST2）。次いで、微分波形に対して予め定めた正負のスライスレベルを対照とし、微分波形が正負のスライスレベルを超えているかを判定する（ST3）。超えているなら、スライスレベル間隔が5秒以下かどうかを判定し（ST4）、これがYESなら、付近の最大値をピークと認定し（ST5）、ピーク前5秒の最小値を立ち上がりとした（ST6）後、ST7に移る。一方、ST3及びST4がNOの場合は、ST7にスキップする。

【0016】ST7では、全データ（全ピーク）についてST2～ST6の処理を行ったか否かを判定し、まだならST2に戻り、同様の処理を繰り返す。終了したなら、ST8では1分毎のピークをカウントする（SIR頻度）、ST9では立ち上がりとピークとの差を振幅とし、その振幅を1分毎に平均する（SIR振幅）、ST10では立ち上がりからピークまでの時間を1分毎に平均する（SIRピーク潜時）、をそれぞれ実行する。

【0017】通電制御部3は、センサ部1からの皮膚への通電電流を制御するが、これについて説明する。皮膚インピーダンスの変動するレンジは個人により異なるため、電極間の電位差を計測する差動アンプが飽和する可能性がある。この場合、皮膚インピーダンス値を正確に算出できない。そこで、電極間の電位差をフィードバックして、妥当な通電電流値に制御する通電電流制御機能を搭載することで、誰でも正確に計測できるようにしてある。又、通電制御部3により、覚醒度が低下する時間帯等、覚醒度判定が必要な時期を選んで通電電流を発生させることが可能となるので、低消費電力で長時間連続計測できる。

【0018】SILとSIRから生理状態を判定する状態判定部4は、次の原理に基づいて各種の判定を行っている。SILは、個人により変動するレンジが異なるが、覚醒度が低下する過程で上昇し、覚醒度が低下状態から回復する過程では下降する。一方、SIR波形は個人により振幅等が異なるものの、緊張状態にあるとインパルス状の波形の出現頻度が高くなり、緊張が緩んだ状

態ではこれらの波形の出現頻度が低くなる。又、SIRインパルス頻度が増加傾向にある場合には緊張度が増していることを示し、減少傾向にある場合には緊張度が減少していることを示す〔図8の（a）参照〕。以上のことから、SILレベルの変動、SIRのインパルス頻度、及びSIRのインパルス頻度の変動を組み合わせることで、ドライバの生理状態は図8の（b）に示すような8種類に類別・判定することができる。但し、図8の（b）において、Thは予め設定した閾値である。

【0019】図8の（b）において、「緊張増加状態」は、SILが下降傾向にあり、SIR頻度（SIRf）が予め設定した閾値（Th）よりも小さく、且つSIR頻度が増加傾向にある場合である。即ち、覚醒度は高い方向へ移行しているが、緊張度は低く、しかも緊張していないことを自覚して緊張を高めようと努力している状態である。

【0020】「無緊張状態」は、SILが下降傾向にあり、SIRfがThよりも小さく、且つSIR頻度が減少傾向にある場合で、覚醒度は高い方向へ遷移しているが、緊張度が低く、いわゆるぼんやりしている状態である。「過緊張状態」は、SILが下降傾向にあり、SIRfがThよりも大きく、且つSIR頻度が増加傾向にある場合で、覚醒度は高い方向へ移行しながら、緊張度も高いレベルを保ち、更に緊張を高めている状態である。

【0021】「緊張維持状態」は、SILが下降傾向にあり、SIRfがThよりも大きく、且つSIR頻度が減少傾向にある場合で、覚醒度は高い方向に移行している、緊張度も高い状態である。「戦眠開始状態」は、SILが上昇傾向にあり、SIRfがThよりも小さく、且つSIR頻度が増加傾向にある場合で、覚醒度は低い方向へ遷移している、緊張度も少ないが、覚醒度低下を自覚して眠気と戦い始めている状態である。

【0022】「傾眠状態」は、SILが上昇傾向にあり、SIRfがThよりも小さく、且つSIR頻度が減少傾向にある場合で、覚醒度は低い方向に遷移しながら、緊張度も少なく、しかも眠気と戦っていない状態である。「覚醒向上状態（戦眠状態）」は、SILが上昇傾向にあり、SIRfがThよりも大きく、且つSIR頻度が増加傾向にある場合で、覚醒度は低い方向へ遷移しているが、緊張度は高く、眠気と戦いながら覚醒度向上の方向へ向かっている状態である。

【0023】「覚醒低下状態（傾眠開始状態）」は、SILが上昇傾向にあり、SIRfがThよりも大きく、且つSIR頻度が減少傾向にある場合で、覚醒度は低い方向に遷移している、緊張度も高いが、眠気にかけて傾眠状態に移行しようとしている状態である。この8種類の生理状態で、特に運転中に危険なのは「傾眠状態」であり、警告部5（図1参照）は、例えばドライバが傾眠

状態のときは警報を発し、傾眠状態が続く限り警報を継続し、傾眠状態から別の状態に移したときに警報を止めるように設定しておく。

【0024】上記のような判定処理の具体例を図9及び図10のフロー図に示す。まず、ST21では、皮膚インピーダンス算出部2からSIL値を受け、SIL値の加算平均(SILV)を算出する(ST22)。これと併行して、前記したようにSIL波形からハイパスフィルタによりSIR波形を抽出し(ST23)、図7のフロー図に示すようにSIR波形からピークを抽出し(ST24)、SIR頻度を算出する(ST25)。そして、SIR頻度の加算平均(SIRfV)を算出する(ST26)。

【0025】ST27では、算出したSILVが上昇傾向にあるのかを判定し、NOならST28に、YESならST29に移行する。ST28では、算出したSIRfVが閾値(Th)より大きいのか判定し、これがNOならST30でSIRfVが上昇傾向にあるのか判定し、YESならST34(戦眠開始状態)とし、NOならST35(傾眠状態)とする。又、ST28で、YESならST31でSIRfVが上昇傾向にあるのか判定し、YESならST36(覚醒向上状態)とし、NOならST37(覚醒低下状態)とする。

【0026】一方、ST29では、算出したSIRfVが閾値(Th)より大きいのか判定し、これがYESならST32でSIRfVが上昇傾向にあるのか判定し、YESならST38(緊張増加状態)とし、NOならST39(無緊張状態)とする。又、ST29で、NOならST33でSIRfVが上昇傾向にあるのか判定し、YESならST40(過緊張状態)とし、NOならST41(緊張維持状態)とする。

【0027】又、判定処理の別例として、図11に示すフロー図も考えられる。この判定処理は、ドライバの実際の状態を判定するものである。まず、ST51でSIL、SIRから覚醒レベル(AL)、ストレスレベル(SL)を得る。但し、AL、SLは共に $0 < (AL, SL) \leq 10$ であり、数値が小さいほど覚醒度が低く且つストレスも低く、数値が大きいほど覚醒度が高く且つストレスも高い。又、ALに対する閾値を Th_{a1} 、 Th_{a2} とし、 $0 < Th_{a1} < Th_{a2} < 10$ とすると共に、SLに対する閾値を Th_{s1} 、 Th_{s2} とする。

【0028】次いでST52では、ALが Th_{a1} より小さいかを判定し、これがYESなら覚醒が低下している状態と判断する(ST56)。NOなら次にALが Th_{a2} より小さいかを判定し(ST53)、NOなら更にSLが Th_{s1} より小さいかを判定し(ST54)、これがNOならイライラ状態と判断し(ST57)、YESなら安定状態と判断する(ST58)。又、ST53でYESならSLが Th_{s2} より小さいかを判定し(ST55)、これがNOなら眠気と戦っている状態と判断し(ST5

9)、YESなら覚醒が低下しかけている状態と判断する(ST60)。

【0029】各状態を判定した後、ST56の状態は運転にとって危険な状態であり、警告を発する信号を発生する(ST61)。ST57、58、59の各状態は安全であるので、特に何もしない(ST62)。ST60の状態は直ちに危険ではないが、放っておくと重大な事故を招く恐れがあるため、注意を促す信号を発生する(ST63)。このドライバの3つの状態(安全、警戒、危険)は、例えば車載安全システム等に3段階表示すると共に、警告部5(図1参照)はその生理状態の判定結果に基づいて、危険の場合はドライバに対して発音や振動等により警告し、警戒の場合は注意を喚起する程度に警報する。

【0030】図12は、実際に運転作業中の皮膚インピーダンスを計測し、SILとSIRを算出し、グラフ化したものである。データは15秒毎の値で、全データポイントの平均値で正規化してある。このグラフにおいて、区間(1)では、SILレベルは低く安定しており、SIRの出現頻度は後半にかけて減少している。従って、区間(1)は、覚醒している状態であり、この区間の前半部では緊張しているが、後半部では若干緊張が緩んできている。

【0031】区間(2)では、SILレベルは上昇し、SIRの出現頻度は前半部で増加し、後半部で減少している。従って、区間(2)は、覚醒が低下してきているが、眠気と戦っている状態であり、この区間の後半部では眠気に負けそうになってきている。区間(3)では、SILレベルは高いままで、SIRの出現頻度は低いままである。このため、区間(3)は、眠気に負け、覚醒がかなり低下している状態である。

【0032】区間(4)では、SILレベルは低下し、SIRの出現頻度は上昇しており、この区間(4)は、覚醒が少し上昇し、正常なレベル近くに戻っている状態である。区間(5)では、SILレベルは上昇し、SIRの出現頻度は余り高くない。この区間(5)は、再び覚醒が低下し始めており、今回は眠気と戦うことなく覚醒が一気に低下した状態である。

【0033】区間(6)では、SILレベルは低下し、SIRの出現頻度は増加している。この区間(6)は、覚醒が上昇し、緊張感も戻っている状態である。上記区間(1)～(6)で、安全、警戒、危険の区分をすると、区間(1)、(6)は安全、区間(2)、(4)は警戒、区間(3)、(5)は危険な状態である。

【0034】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の覚醒度判定装置及び覚醒度判定方法は、いずれも従来のように1つの生理情報のみで生理状態を判定するのではなく、被検査者の生理情報として皮膚インピーダンスに着目し、その皮膚インピーダンス変動の直流成分と交流成分によ

り生理状態を判定するため、下記の効果(1)～(6)を有する。

(1) 皮膚インピーダンスをモニタするだけで、被検査者の生理状態を判定できるので、複数のセンサを必要とせず、簡便、低コストである。

(2) 応用面が広い。例えば、覚醒低下、イライラ等の様々な生理状態に応じたアラームメッセージを被検査者に提供すれば、被検査者にその時点での生理状態が予め設定したアラームメッセージの状況にあるか否かを知らせることができる。このため、被検査者が自動車のドライバの場合、自動車等の運転の安全性に寄与する。

(3) 他の応用として、例えば、被検査者が自動車のドライバであって、自動車にレーザレダ等の安全システムが搭載されている場合、ドライバの生理状態(居眠り、イライラ、興奮等)に応じて、安全システムを作動させるようにすることもできる。例えば安全且つ冷静に運転ができる生理状態では安全システムをOFFとし、不必要な警報を発することを回避することで、ドライバに不快感を与えることがなくなると共に、省電力にも寄与する。

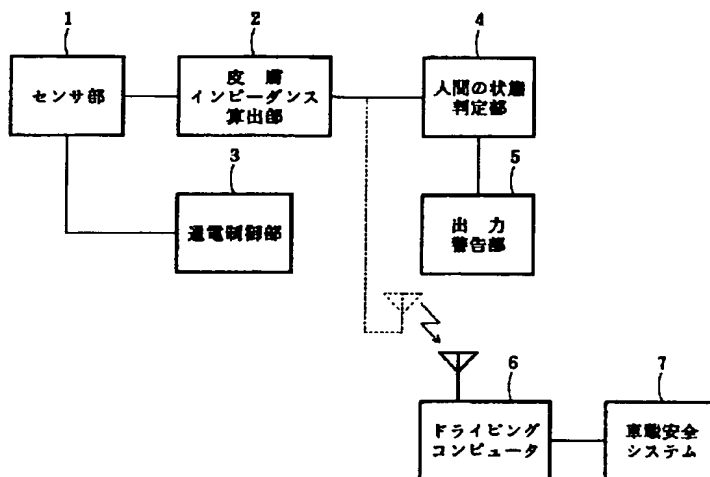
(4) 他の応用として、ドライバの生理状態に応じて、覚醒の音楽、イライラ解消の音楽等の、安全運転できるようにドライバの生理状態を維持するのに効果的且つ適切な刺激を与えることができる。

(5) 眠気を感じる状態(この状態は安全上さほど問題でない)だけでなく、眠気に抵抗している状態(最も危険な状態)も的確に検出でき、居眠り検出の信頼性を向上できる。

(6) 例えばスポーツ選手の集中度、緊張度、リラックス度のモニタとしても使用できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】



* 【図1】一実施形態に係る生理状態判定装置の構成ブロック図である。

【図2】同実施形態の装置におけるセンサ部の形態の一例を示す図である。

【図3】同実施形態の装置におけるセンサ部の形態の別例を示す図である。

【図4】同実施形態の装置におけるセンサ部の形態の更に別例を示す図である。

10 【図5】同実施形態の装置におけるセンサ部の形態の更に別例を示す図である。

【図6】同実施形態の装置において皮膚インピーダンス変動の直流成分と交流成分を算出する原理を説明する図である。

【図7】SIR波形からSIRの出現頻度を算出する処理を示すフロー図である。

【図8】SILレベルの変動、SIRのインパルス頻度、及びSIRのインパルス頻度の変動の組合せによる生理状態の分類を示す図である。

20 【図9】生理状態を分類・判定する処理を示すフロー図である。

【図10】図9に続くフロー図である。

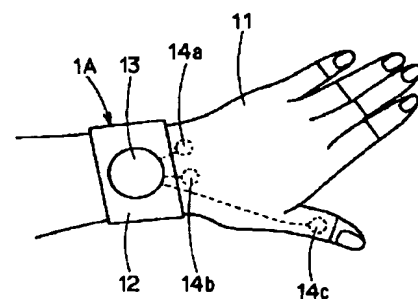
【図11】ドライバの実際の状態を判定する処理を示すフロー図である。

【図12】実際の運転作業中の皮膚インピーダンスに基づいて算出したSILとSIRのグラフである。

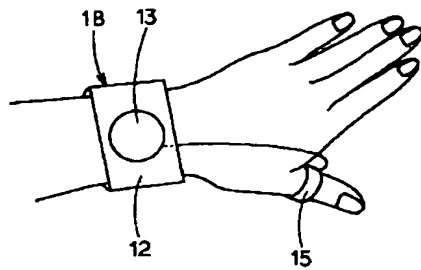
【符号の説明】

- 1 センサ部
- 2 皮膚インピーダンス算出部
- 3 通電制御部
- 4 状態判定部
- 5 警告部

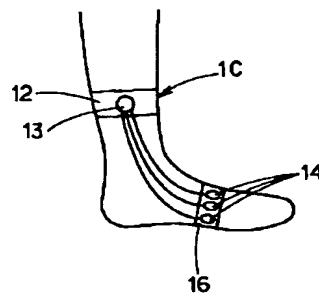
【図2】



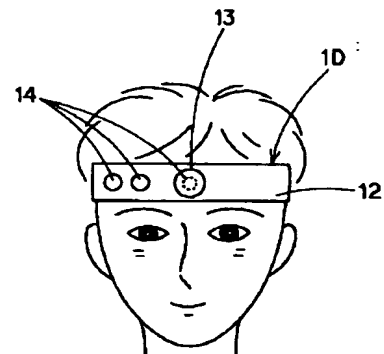
【図3】



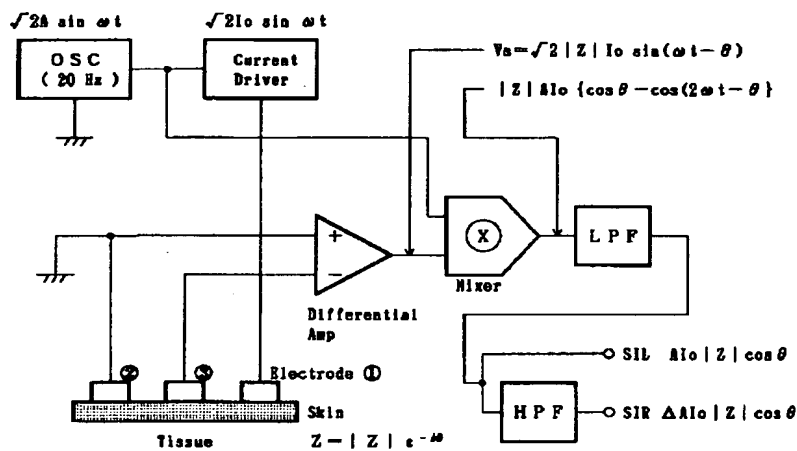
【図4】



【図5】



【図6】

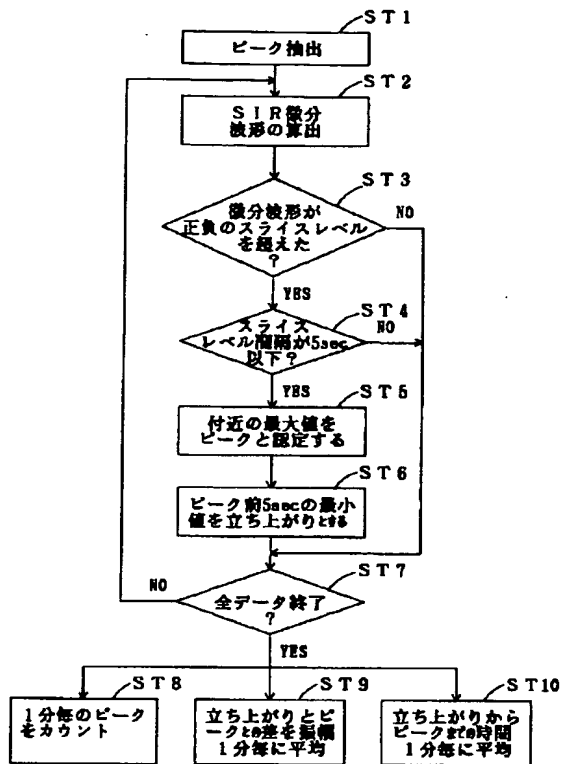


【図8】

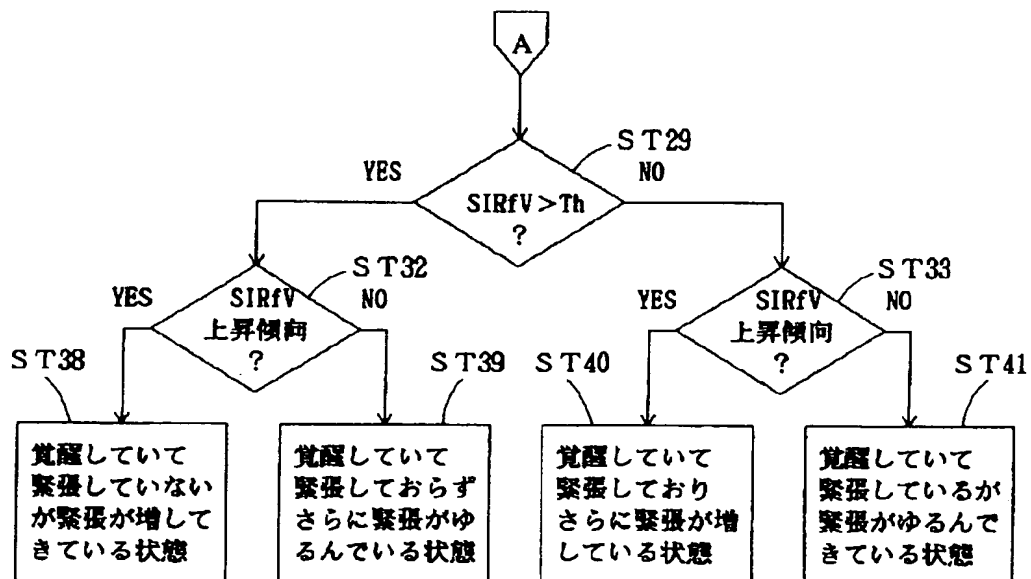
| | SIRインパルス 無 | SIRインパルス 有 |
|-----------|--------------------------------------|------------------------------------|
| (a) SIL下降 | 覚醒していて 緊張していない状態 (無緊張状態) | 覚醒していて 緊張している状態 (緊張状態) |
| SIL上昇 | 覚醒が低下していてかつ 眠気と戦っていない状態 (傾眠状態) | 覚醒は低下しているが 眠気と戦っている状態 (戦眠状態) |

| | SIR頻度 < Th | | SIR頻度 > Th | |
|-----------|---|--|---|---|
| | SIR頻度増加 | SIR頻度減少 | SIR頻度増加 | SIR頻度減少 |
| (b) SIL下降 | 緊張していない のを自覚して 緊張を増して いる状態 (緊張増加状態) | 覚醒してい ているが緊張し ていない状態 (無緊張状態) | 緊張しており さらに緊張が 増している状態 (過緊張状態) | 適度な緊張を維 持している状態 (緊張維持状態) |
| SIL上昇 | 眠気を自覚し始 め眠気と戦い始 めている状態 (戦眠開始状態) | 覚醒が低下し ていて眠気と戦 っていない状態 (傾眠状態) | 眠気と戦って いるが眠気に打 ち勝っている状態 (覚醒向上状態) | 眠気と戦って いるが眠気に負 けている状態 (覚醒低下状態) |

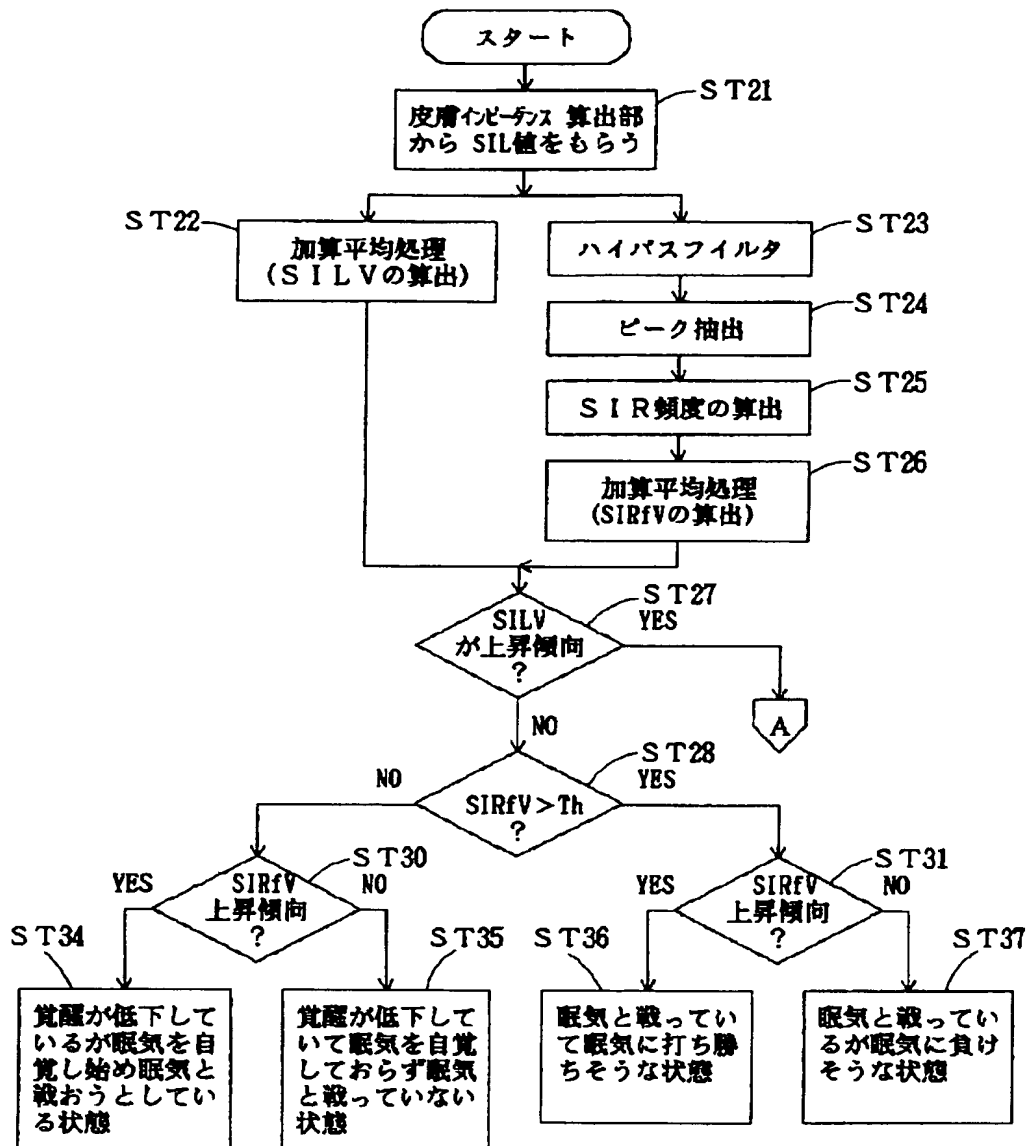
【図7】



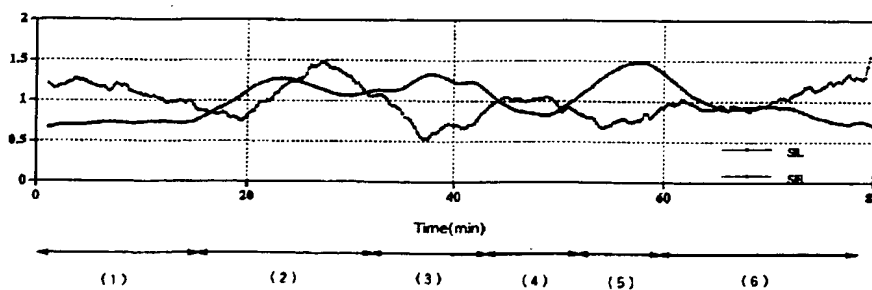
【図10】



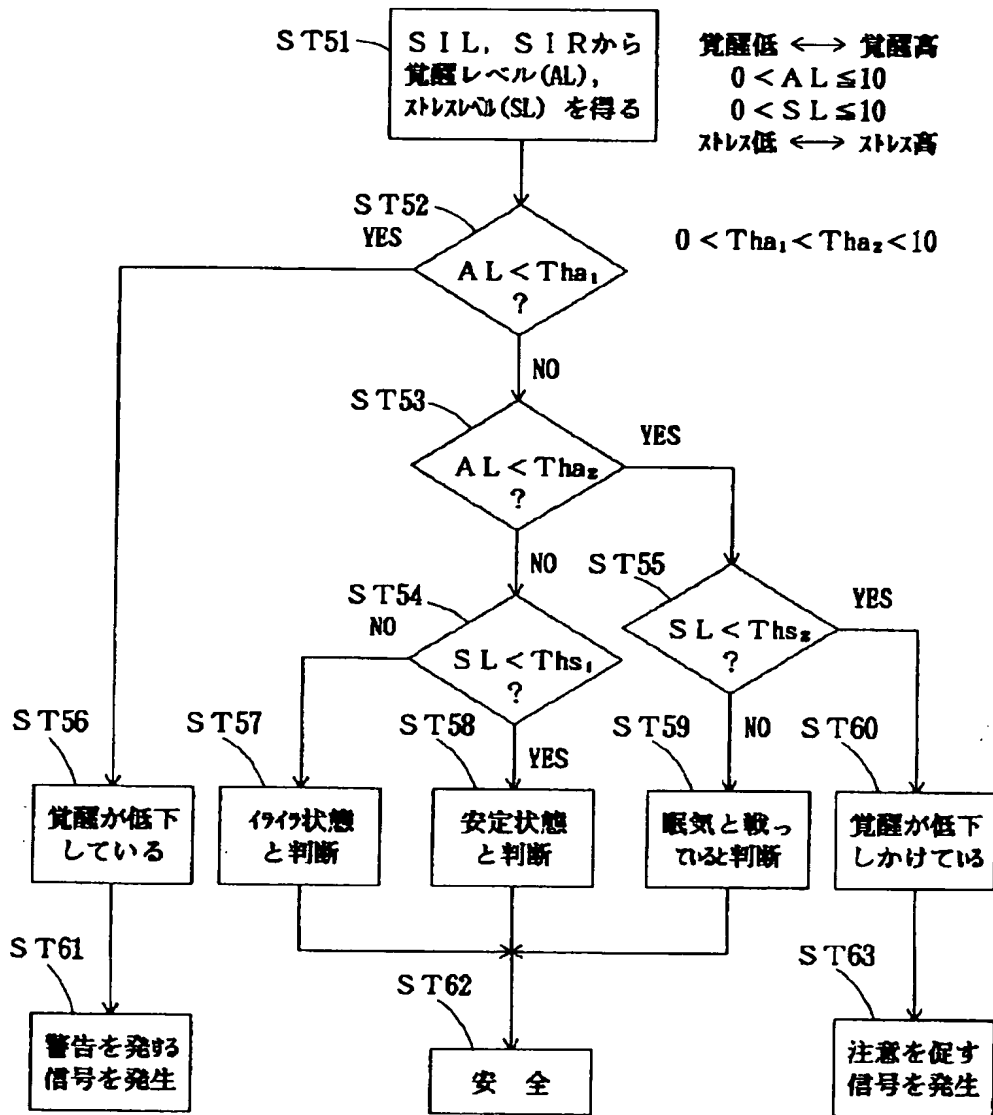
【図 9】



【図 12】



【図11】



フロントページの続き

(72)発明者 志賀 利一

京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地 株式
会社オムロンライフサイエンス研究所内